

⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑯ Offenlegungsschrift
⑯ DE 199 15 689 A 1

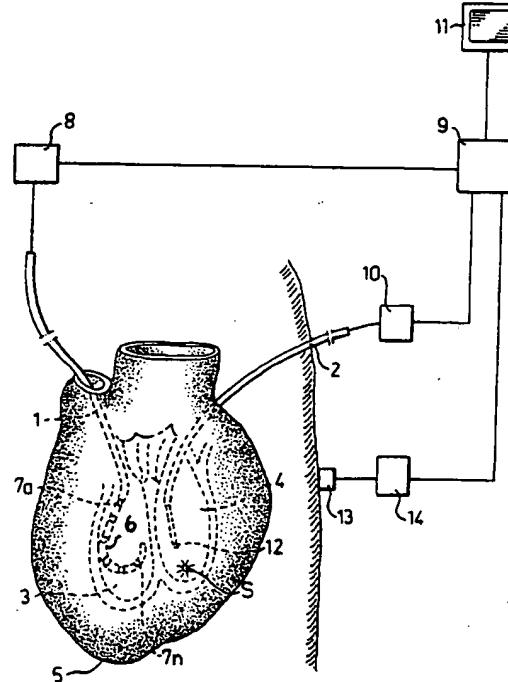
⑯ Int. Cl. 6:
A 61 B 5/04
A 61 B 17/39
A 61 B 8/12
A 61 M 25/095

⑯ Unionspriorität:
9801238 08.04.98 SE
⑯ Anmelder:
Siemens-Elema AB, Solna, SE
⑯ Vertreter:
Epping, W., Dipl.-Ing. Dr.-Ing., Pat.-Anw., 82131
Gauting

⑯ Erfinder:
Ubby, Johan, West Port, Conn., US; Sjöholm,
Gösta, Bromma, SE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑯ Vorrichtung und Verfahren zum Lokalisieren elektrisch aktiver Orte innerhalb eines Lebewesens
⑯ Ein Gerät zum Orten eines elektrisch aktiven Ortes (S) in einem Organ oder einer anderen internen Körperstruktur (5) weist eine Vielzahl elektrischer Aktivitätssensoren (7a...n) auf, die nahe und vorzugsweise in Kontakt mit einer Wand des Organs oder der internen Körperstruktur positionierbar und relativ lokalisierbar sind. Jeder Sensor (7a...n) ist angepaßt, um ein für die Ankunft eines elektrischen Signals von dem aktiven Ort (S) indikatives Ausgangssignal zu erzeugen, und eine Bearbeitungseinheit (9) ist vorgesehen, um die Vielzahl der Ausgangssignale bei der Bestimmung des Ortes des aktiven Ortes (S) durch Triangulation auszunutzen.



DE 199 15 689 A 1

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zum Lokalisieren elektrisch aktiver Orte innerhalb eines Herzens oder anderer Organe oder innerer Körperstrukturen eines Lebewesens. Insbesondere betrifft die vorliegende Erfindung eine Vorrichtung und ein Verfahren zum Lokalisieren der Entstehungsorte von Herzrhythmen in Menschen.

Einer der üblichsten Typen von Herzrhythmus ist die ventrikuläre Tachykardie (VT), die durch sehr rasche und ineffektive Kontraktionen des Herzmuskels typisiert ist. Bei der Mehrzahl der Patienten entsteht VT durch eine kleine Verletzung (1-2 mm), die nahe der inneren Oberfläche der Herzkammer liegt. Eine bekannte Behandlung von VT weist das Abbilden der elektrischen Leitungsweges des Herzens, z. B. durch Aufzeichnen der Ankunftszeiten elektrischer Impulse an zahlreichen spezifischen Orten innerhalb des Herzens, und das Bilden einer isochronen Aktivitätskarte auf, die dann zum Orten der Verletzung, d. h. des "aktiven Ortes", von dem die aufgezeichneten elektrischen Signale ausgehen, verwendet werden kann. Einmal geortet wird der Ort unter Verwendung eines Ablationskatheters physikalisch einer Ablation unterzogen.

Ein bekanntes Verfahren und eine bekannte Vorrichtung zum Behandeln von Herzrhythmen ist in der US 5.391.199 (Biosense Inc.) offenbart und weist Mittel zum Erlangen beziehungsweise Wiedergeben eines perspektivischen Bildes des darzustellenden Organs, ein Kartierungskatheter mit einer einzigen Kartierungselektrode und Mittel zum Orten der distalen Spitze des Katheters durch Triangulation auf, die nichtionisierende Strahlung verwenden. Das Verfahren beinhaltet das wiederholte Orten der distalen Spitze des Katheters (und damit des Ortes der Kartierungselektrode), Wiedergeben der örtlichen Information über die Elektrode am korrekten Ort in dem perspektivischen Bild und Verschieben der Elektrode zu einem neuen Ort. Nach mehreren Wiederholungen wird eine Aktivitätskarte erzeugt, aus der der Aktivitätsort abgeleitet werden kann. Ein Ablationskatheter wird an diesen Ort herangeführt, der dann einer Ablation unterzogen wird. Ein Nachteil mit diesem Gerät besteht darin, daß der Kartierungskatheter mehrmals repositioniert werden muß, um die Karte zu erzeugen. Das ist zeitaufwendig und kann zu Fehlern führen, da die örtliche Information üblicherweise jeweils zum gleichen Zeitpunkt im Herzzyklus erfaßt werden muß.

Eine weitere bekannte Methode und ein entsprechendes Gerät zur Herzkartierung sind in der US 5.465.717 (Cardiac Pathways Corporation) beschrieben, in der der Kartierungskatheter mit einem korbähnlichen Gebilde versehen ist, das eine Vielzahl auf dem Umfang mit Abstand zueinander angeordneter, nach außen gebogener Arme aufweist, wobei auf jedem davon eine Vielzahl von Kartierungselektroden angebracht sind. Das ermöglicht es, die isochrone Aktivierungskarte rasch und praktisch in einem Arbeitsgang und zu einem identischen Zeitpunkt in dem Herzzyklus zu erzeugen.

Ein Problem mit einer derartigen Kartierungstechnik besteht darin, daß die Ortung des aktiven Ortes aus einer so erstellten Karte nur in der gleichen Weise wie der Ort einer Bergspitze aus einer normalen isometrischen Konturenkarte geschlossen werden kann.

Dieses Problem wird mit einem System zur Ortung eines elektrisch aktiven Ortes im Herzen, wie es in der US 5.433.198 (Desai) beschrieben ist, gemildert. Das hier offenbare System weist einen Monitor für Oberflächen-EKG's, ein Bündel elektrisch aktiver Sensoren zum Detektieren der Ankunft eines elektrischen Signals von dem inter-

essierenden Herzort und Mittel zur Abschätzung der Lage des Herzortes durch Berechnen eines Verschiebungsvektors auf. Die Länge dieses Vektors hängt von der Ankunftszeit des Signals bei jedem Sensor und von einer "Differenz"-Zeit ab, die eine Schätzung der Zeitdifferenz zwischen der Detektion des Signals durch eine Elektrode am Ursprungsort des Signals und der Detektion des selben Signals durch den Monitor für Oberflächen-EKG's ist. Da diese Zeitdifferenz nur eine Schätzung ist, ist demzufolge auch die Länge des Verschiebungsvektors (und damit die Lage des Herzortes) nur eine Schätzung. Wie in Desai offenbart, kann diese Zeitdifferenz zwischen typischerweise -44 und -40 msec liegen, wobei das Minuszeichen andeutet, daß das Signal von dem Monitor für Oberflächen-EKG's nach seiner Detektion durch den Sensor detektiert wird. Die Verwendung der beschriebenen Ausführungsform könnte zu einem Fehler in der Ortung des Herzortes von ± 2.5 mm führen, was in der gleichen Größenordnung liegt wie der Ort selbst.

Ein erster Aspekt der vorliegenden Erfindung gemäß und gekennzeichnet durch Anspruch 1 erzeugt ein Gerät, in dem die Lage eines aktiven Ortes relativ zu einem durch elektrischen Aktivitätssensoren festgelegten Referenzrahmen direkt durch Triangulation ohne die Notwendigkeit, isochrone Karten zu erzeugen und zu analysieren und ohne Schätzungen der Zeitdifferenz machen zu müssen, bestimmt werden kann.

Vorzugsweise können die elektrischen Aktivitätssensoren auf einem Katheter bekannter oder bestimmbarer Form angebracht sein. Das ermöglicht, daß die Sensoren mit einem Minimum invasiver Operation in den Körper eingeführt oder aus diesem entfernt werden können, um einen bekannten oder bestimmmbaren Referenzrahmen zu bilden.

Nützlicherweise können eine Vielzahl von akustischen, elektromagnetischen oder elektrischen Sender-Empfängern, zum Beispiel Ultraschall Sender-Empfänger entlang eines Teils des Katheters, auf dem die Sensoren angeordnet sind, in einem bekannten räumlichen Verhältnis zu den Sensoren angebracht sein und so betätigt werden, daß ihre absolute oder relative Lage bestimmt werden kann. Aus dieser Bestimmung kann die Form des Katheters und die Lage der Sensoren bestimmt werden. Zweckmäßigerweise können die elektrischen Aktivitätssensoren so konstruiert sein, daß sie auch als Sender-Empfänger arbeiten und ihre relative Lage aus elektrischen Signalen bestimmt wird, die zwischen der Vielzahl der Sensoren gesendet und empfangen werden.

Ein bekanntes Verfahren zum Orten auf einem Katheter angebrachter Sender-Empfänger innerhalb eines Körpers ist die Sonomikrometrie, die zum Beispiel in dem oben erwähnten Patent US 5.391.199, der WO 98/00060 (Siemens-Elema AB) und der US 5,515,853 (Sonometrics Corporation), deren Inhalte durch Referenz darauf in die vorliegende Anmeldung aufgenommen werden, offenbart ist. Die WO 98/00060 beschreibt ein Verfahren zum Orten eines Katheters durch Senden von Ultraschallsignalen oder magnetischen Signalen zwischen einem Transducer auf dem Katheter und einer Anzahl von Transducern an bekannten Referenzorten und Analysieren der erhaltenen Signale, um die Länge der Übertragungswege und damit durch Triangulation den Ort des Katheters zu bestimmen. Ähnlicherweise offenbart die US 5.515,853 ein Ultraschall-Katheterortungssystem, in dem die Flugzeiten kurzer Ultraschallimpulse unter Verwendung getakteter digitaler Zähler gemessen werden und die Lage des georteten Katheters erneut durch Verwendung der Triangulation bestimmt wird.

Durch Betätigen jedes Sender-Empfängers aus der Vielzahl der Sender-Empfänger der vorliegenden Erfindung als einen Sender und der übrigen Sender-Empfänger als Empfänger kann ein Signal von jedem Sender-Empfänger ausge-

sendet werden, das von allen anderen Sender-Empfängern der Vielzahl empfangen wird. Durch Analysieren der empfangenen Signale zum Bestimmen der Übertragungsweglänge kann der Ort jeden Senders relativ zu allen anderen Sender-Empfängern unter Verwendung von Standardtriangulationsverfahren berechnet und ein relativer Referenzrahmen bestimmt werden.

Gemäß eines zweiten Aspektes der vorliegenden Erfindung wird ein Verfahren zum Orten eines elektrisch aktiven Ortes in einem Organ, vorzugsweise dem Herzen, oder anderen Körperstrukturen angegeben mit den Schritten, elektrisch aktive Sensoren nahe, vorzugsweise in Kontakt mit einer Wand des Organs, insbesondere des Herzens, oder der internen Körperstrukturen zu bringen, um einen Referenzrahmen zu erzeugen, jeden Sensor auf ein Ausgangssignal zu überwachen, das die Ankunft eines elektrischen Signals von dem aktiven Ort anzeigt, die Ausgangssignale zu bearbeiten, um ein Anzeige der Übertragungszcitc des elektrischen Signals von dem aktiven Ort zu jedem Sensor zu erzeugen, und durch Triangulation die Lage des aktiven Ortes aus den ermittelten Übertragungszeiten zu bestimmen.

Natürlich kann auch die absolute Lage des aktiven Ortes aus der Kenntnis seines Ortes relativ zu dem Referenzrahmen bestimmt werden, wenn die Lage des Referenzrahmens bekannt ist oder bestimmt werden kann.

Die vorliegende Erfindung wird nun detaillierter, beispielhaft unter Bezugnahme auf die Zeichnung in der begleitenden Figur beschrieben, in der:

Fig. 1 eine schematische Darstellung eines Geräts gemäß der vorliegenden Erfindung zeigt, das in ein Herz eingeführt wurde.

In Fig. 1 sind ein Ortungskatheter 1 und ein Ablationskatheter 2 in der linken Kammer 3 beziehungsweise der rechten Kammer 4 eines Herzens positioniert. Wie es für den Fachmann auf diesem Gebiet aus der weiteren Beschreibung der Ausführungsform der Fig. 1 deutlich werden wird, können der Ortungskatheter 1 und der Ablationskatheter 2 in der selben Herzkammer 3 oder 4, abhängig von dem medizinischen Verfahren, das ausgeführt werden soll, positioniert werden, ohne von der Erfindung abzuweichen.

Der Ortungskatheter 1 ist in Betrieb mit einem gekrümmten Abschnitt 6 versehen, auf dem eine Vielzahl elektrisch aktiver Sensoren angebracht sind, die in dieser Ausführungsform elektrische Sender-Empfänger 7a . . . n sind. Katheter, die für die Verwendung in dem Gerät gemäß der vorliegenden Erfindung verwendbar sind, sind aus dem Stand der Technik wohlbekannt, wie z. B. die korbförmig, schlaußenförmig oder spiralförmig gesetzten, aus Gedächtnismaterial gebildeten Typen, die in der WO 98/00060 beschrieben sind. Der geformte Abschnitt 6 des Ortungskatheters 1 braucht natürlich nicht gekrümmt zu sein (siehe Fig. 2), solange eine stabile Plattform für die Aktivitätssensoren 7a . . . n gebildet wird, auf der diese befestigt werden können, um bei Gebrauch eine zweidimensionale Gruppierung der Sensoren zu bilden, die für Triangulationsmessungen verwendet werden kann. Es ist verständlich, daß ein solches Ortungskatheter 1 dazu geeignet ist, die Sensoren 7a . . . n in das Herz einzuführen. Jedoch wird es eine Reihe für den Fachmann offenkundiger alternativer Verfahren geben, mit denen die genaue Anbringung der Sensoren 7a . . . n nahe der Herzwand erzielt werden kann. Die Sensoren könnten zum Beispiel direkt an der Außenwand des Herzens unter Verwendung bekannter Verfahren befestigt werden und trotzdem unter die Erfindung fallen.

Das in Fig. 1 gezeigte Gerät weist auch eine Steuervorrichtung 8 auf, die mit den Sender-Empfängern 7a . . . n und mit einem Signalprozessor wie einem passend programmierten Personalcomputer 9 betriebsmäßig verbunden sind,

wobei der Prozessor 9 auch betriebsmäßig mit einer Ablationseinheit 10 und einer optischen Anzeigeeinheit 11 verbunden ist.

Die Sender-Empfänger 7a . . . n können durch die Steuervorrichtung 8 so betätigt werden, daß sie die von einem elektrisch aktiven Ort, dessen Lage bestimmt werden soll, ausgesendeten elektrischen Signale detektieren, zum Beispiel während VT. Zusätzlich kann jeder der Sender-Empfänger 7a . . . n durch die Steuervorrichtung 8 individuell so betätigt werden, daß er ein elektrisches Signal aussendet, das von allen anderen Sender-Empfängern empfangen wird, was dann dazu verwendet werden kann, deren relative Lagen und damit die Form des gekrümmten Abschnittes wie erforderlich zu bestimmen. Diese Bestimmung braucht nur bei der Positionierung oder Repositionierung der Sender-Empfänger 7a . . . n durchgeführt zu werden.

Alternativ wird die relative Lage der aktiven Sensoren 7a . . . n, wenn die Form des Abschnittes 6 des Katheters 1 bei Gebrauch eine vorbestimmte Form annimmt, fest und bekannt sein. Das wird nützlich sein, da es die Anforderungen an die Signalbearbeitung des Prozessors 9 reduziert und die Bestimmung der Lage des aktiven Ortes S beschleunigt.

In Betrieb ändert die Steuervorrichtung 8 die Funktion jedes Sender-Empfängers 7a . . . n zwischen Sendern und Empfängern. Zusätzlich ist die Steuervorrichtung 8 so angepaßt, daß sie Signale von jedem der Sender-Empfänger 7a . . . n empfängt, die indikativ für die Ankunft elektrischer Signale entweder von einem anderen Sender-Empfänger oder von dem Ort S an dem Sender-Empfänger sind, daß sie zu der Ankunft des Signals in Beziehung stehende Information an den Signalprozessor 9 abgibt und daß sie die empfangenen Sender-Empfänger 7a . . . n identifiziert. Die Signale von den Sender-Empfängern und von dem Ort S können einfach dadurch unterschieden werden, daß die Einheit 8 so gesteuert wird, daß sie die Sender-Empfänger 7a . . . n nur dann als Sender arbeiten läßt, wenn das Herz normal arbeitet, wie zum Beispiel durch eine Signaleingabe in den Prozessor 9 von einer konventionellen Oberflächen-EKG-Elektrode 13 und einer EKG-Monitoranordnung 14. Alternativ betreibt die Steuervorrichtung 8 jeden Sender-Empfänger 7a . . . n so, daß er ein elektrisches Signal mit einer Frequenz abgibt, die ausreichend von der Frequenz des von dem aktiven Ort S ausgehenden Signals abweicht, um eine Unterscheidung zwischen den Signalen basierend auf ihren Frequenzen zu ermöglichen, die durch die Verwendung einer bekannten Demultiplexschaltung erfolgt.

Diese Information wird dann von dem Prozessor 9 dazu verwendet, die Ankunftszeit des elektrischen Signals an jedem der Sender-Empfänger 7a . . . n relativ zu einer Referenzzeit zu bestimmen, die durch die früheste Detektion eines elektrischen Signals durch einen Sender-Empfänger (wie zum Beispiel 7n) erzeugt wird, wenn das elektrische Signal von dem Ort S ausgeht, oder die Zeit sein kann, zu der ein Sender-Empfänger aktiviert wird, um ein elektrisches Signal auszusenden.

Durch Verwenden passender Ankunftszeiten und damit verbundener Referenzzeiten und mit der Kenntnis der relativen Lage jeden Sender-Empfängers 7a . . . n kann die Lage des Ortes S durch Triangulation unter Verwendung eines Computeralgorithmus, der einfach vom Fachmann auf diesem Gebiet kreiert werden kann, bestimmt werden. Wie oben beschrieben, können die relativen Lagen aus der Kenntnis, welche Form der gekrümmte Abschnitt 6 im Betrieb annehmen wird, abgeleitet oder unter Verwendung des Signalprozessors 9 bestimmt werden. Im letzten Fall kann der Prozessor 9 der Steuervorrichtung 8 befehlen, einen Sender-Empfänger (zum Beispiel 7a) als einen Sender zum Aussenden eines Signals zum Empfang durch jeden der ver-

bleibenden Sender-Empfänger 7b . . . n zu betreiben. Indem der Zeitpunkt, zu dem der Sender-Empfänger 7a aktiviert wird, als Referenzzeit verwendet wird, können die Ankunftszeiten an jedem der anderen Sender-Empfänger 7b . . . n abgeleitet und ihre Position relativ zu dem Sender-Empfänger 7a durch Triangulation bestimmt werden, wobei der Signalprozessor 9 in analoger Weise zu der Bestimmung der Lage des aktiven Ortes S eingesetzt wird. Das kann dann derart wiederholt werden, daß die Steuervorrichtung 8 nacheinander jeden der verbleibenden Sender-Empfänger 7b . . . n als Sender betreibt. Daher kann durch den Signalprozessor 9 der Ort jeden Sender-Empfängers in Bezug auf die anderen Sender-Empfänger der Vielzahl von Sender-Empfängern 7a . . . n bestimmt werden. Das ermöglicht es, im Bedarfsfall die Form des gekrümmten Abschnittes 6 zu bestimmen.

Fig. 2 illustriert einen alternativen Ortungskatheter 15, in dem Ultraschallsignale zur Bestimmung der relativen Lage der elektrischen Aktivitätssensoren 7a . . . n verwendet werden. Hier ist jeder Sensor 7a . . . n auf je einer Zinke 16a . . . n befestigt, die aus einer Öffnung 17 des Katheters 15 nach der Einführung des Katheters 15 in das Herz oder eine andere, interessierende innere Körperstruktur herausgeschoben werden kann. Ultraschall-Sender-Empfänger 18a . . . n sind auch in einem bekannten Abstand zu ihren daneben befestigten Sensoren 7a . . . n befestigt. Der Reihe nach kann jeder Sender-Empfänger, z. B. 18a, so betrieben werden, daß er als ein Sender arbeitet, um ein Ultraschallsignal auszusenden, das von den verbleibenden Ultraschall-Sender-Empfängern, z. B. 18b . . . n empfangen wird. Die empfangenen Signale können dann dazu benutzt werden, den Ort des Sender-Empfängers 18a in Bezug auf die anderen Sender-Empfänger 18b . . . n und ebenso für alle Kombinationen von Sendern und Empfängern durch Triangulation zu bestimmen. Damit kann der relative Ort jeden Sensors 7a . . . n bestimmt werden. Das könnte dadurch erzielt werden, daß passend modifizierte eine Steuervorrichtung 8 und ein Prozessor 9 oder eine spezielle Ausrüstung 19 vorgesehen sein kann, wie sie in bekannten Ultraschall-Sonomikrometriesystemen verwendet wird, um diese Bestimmung durchzuführen und ein Ausgangssignal für die Verwendung durch den Prozessor 9 abzugeben, das indikativ für die Lage ist.

Wenn die Lage des aktiven Ortes bestimmt ist, kann der Ablationskatheter zu diesem Ort geführt werden, der dann einer Ablation unterzogen wird.

Das Führen des Ablationskatheters 2 kann unter Verwendung konventioneller Ultraschall-Sonometrietechnik erfolgen. Vorzugsweise kann jedoch ein elektrischer Signalsender 12 nahe der Spitze des Ablationskatheters 2 angeordnet sein und so betrieben werden, daß ein elektrisches Signal 50 ausgesendet wird, daß von den Sender-Empfängern 7a . . . n detektiert werden kann.

Erneut wird das detektierte Signal auf die Steuervorrichtung 8 übertragen, die ein Ausgangssignal für den Signalprozessor 9 erzeugt, das den Empfang des Signals und die 55 Identität des Sender-Empfängers 7a . . . n, der das Signal empfangen hat, anzeigt. Der Signalprozessor 9 kann dann den Ort des Senders 12 relativ zu den Sender-Empfängern 7a . . . n durch Triangulation bestimmen, wobei die gleichen Algorithmen, die bei der Bestimmung der Lage des Ortes S 60 und der relativen Lagen der Sender-Empfänger 7a . . . n eingesetzt wurden, verwendet werden, wobei hierzu der Betätigungszeitpunkt des Senders 12 als Referenzzeit verwendet wird.

Die relative Lage des aktiven Ortes S und des Senders 12 65 (oder noch besser der Spitze des Ablationskatheters 2) kann von dem Prozessor 9 abgegeben und auf der Anzeigeeinheit 11 als eine Führungshilfe für den Bediener dargestellt wer-

den. Zusätzlich können, wie es auch bei der Sonomikrometrie üblich ist, diese relativen Lagen auf dem Monitor 11 als Überlagerungen eines Bildes des Herzens dargestellt werden, das durch konventionelle Bildtechniken erhalten 5 wurde.

Wenn der Ablationskatheter 2 an dem Ort S ist, kann der Prozessor 9 die Ablationseinheit 10 betreiben, um den Ablationskatheter zu erregen. Alternativ kann der Prozessor 9 ein Signal erzeugen, um die manuelle Betätigung der Ablations- 10 einheit 10 zu ermöglichen, um den Katheter 2 zu erregen. Daher kann der Prozessor 9 als Sicherheitsschalter dienen, um das Risiko einer fehlerhaften Erregung des Ablationskatheters 2, wenn sich dieses nicht an dem aktiven Ort befindet, zu minimieren.

Während das Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung als eine mögliche Implementierung beschrieben 15 worden ist, wird der Fachmann verstehen, daß Variationen davon möglich sind, die weiterhin unter den Schutzmfang der beanspruchten Erfindung fallen.

Wenn zum Beispiel nur eine Bestimmung der Lage des aktiven Ortes S benötigt wird, ist die Ablation oder eine andere Behandlung nicht erforderlich. Das Vorhandensein des Ablationskatheters 2 und assoziierter Ausrüstung 10 und in Beziehung stehender Prozessorfunktionalität wäre daher überflüssig. Weiterhin könnte, wenn die Ultraschall-Sender-Empfänger 18a . . . n neben den elektrisch aktiven Sensoren 7a . . . n angebracht werden, der zum Orten des Katheters 2 verwendete Sender 12 ein Ultraschallsender (oder Empfänger) sein, der mit dem Sender-Empfängern 18a . . . n zusammenarbeiten könnte, um den Ort der Spitze des Katheters 2 20 zu bestimmen.

Patentansprüche

1. Ein Gerät zum Orten eines elektrisch aktiven Ortes (S) innerhalb eines Organs oder anderer interner Körperstrukturen (5) mit einer Vielzahl elektrischer Aktivitätssensoren (7a . . . n), die nahe einer Wand des Organs oder der internen Körperstruktur positionierbar und relativ lokalisierbar sind, wobei jeder Sensor (7a . . . n) angepaßt ist, um ein Ausgangssignal zu erzeugen, das für die Ankunft eines elektrischen Signals von dem aktiven Ort (S) indikativ ist, dadurch gekennzeichnet, daß das Gerät weiterhin Bearbeitungsmittel (8, 9) aufweist, die angepaßt sind, um die Vielzahl der Ausgangssignale zu empfangen und zu bearbeiten, um durch Triangulation der Lage des aktiven Ortes (S) zu bestimmen.
2. Ein Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Sensoren (7a . . . n) auf einem Katheter (1, 15) angeordnet sind.
3. Ein Gerät nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Katheter (1) so geformt ist, daß er einen gekrümmten Abschnitt (6) aufweist, entlang dem die Sensoren (7a . . . n) angeordnet sind.
4. Ein Gerät nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß zumindest ein Teil des Katheters (1) steuerbar deformierbar ist, um die gekrümmte Sektion (6) nach der Einführung in den Körper zu erzeugen.
5. Ein Gerät nach einem der Ansprüche 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzlich eine Vielzahl von elektromagnetischen, elektrischen oder akustischen Energie-Sender-Empfängern (18a . . . n) entlang des Katheters (1, 15) in einem bekannten räumlichen Verhältnis zu den Sensoren (7a . . . n) und individuell betätigbar angeordnet sind, um ein Energiesignal zum Empfang durch alle anderen Sender-Empfänger (18a . . . n) der Vielzahl auszusenden, und daß das Bearbei-

itungsmittel (8, 9, 19) angepaßt sie, um aus den empfangenen Signalen den Ort der Sender-Empfänger (18a...n) durch Triangulation zu bestimmen.

6. Ein Gerät nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Vielzahl der Sensoren ($7a \dots n$) angepaßt ist, um als eine Vielzahl von Sender-Empfängern zum Senden und Empfangen elektrischer Signale zwischen ihnen zu betätigen. 5

7. Ein Ablationssystem, dadurch gekennzeichnet, daß es ein Gerät nach einem der vorangehenden Ansprüche und einen Ablationskatheter (2) aufweist, der zu dem aktiven Ort in Abhängigkeit von einem Ausgangssignal von dem Bearbeitungsmittel (8, 9) des Gerätes, das für den bestimmten Ort indikativ ist, steuerbar ist. 10

8. Ein Verfahren zum Orten eines elektrisch aktiven Ortes (S) innerhalb eines Organs oder einer anderen internen Körperstruktur mit den Schritten, elektrisch Aktivitätssensoren (7a . . . n) nahe der Wand des Organs oder der internen Körperstruktur (5) zu plazieren; jeden Sensor (7a . . . n) auf ein für die Ankunft eines elektrischen Signals von dem aktiven Ort (S) indikatives Ausgangssignal zu überwachen; und Bearbeiten der Ausgangssignale, um eine Indikation der Übertragungszeiten des elektrischen Signals von dem aktiven Ort (S) zu jedem Sensor (7a . . . n) zu erzeugen, dadurch gekennzeichnet, daß das Verfahren die weiteren Schritte aufweist, die relativen Lagen jeden elektrisch aktiven Sensors (7a . . . n) zu etablieren und durch Ausnutzen der Triangulation unter Verwendung der angezeigten Übertragungszeiten die Lage des aktiven Ortes (5) relativ zu den elektrischen Aktivitätssensoren (7a . . . n) zu bestimmen.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

Fig. 1

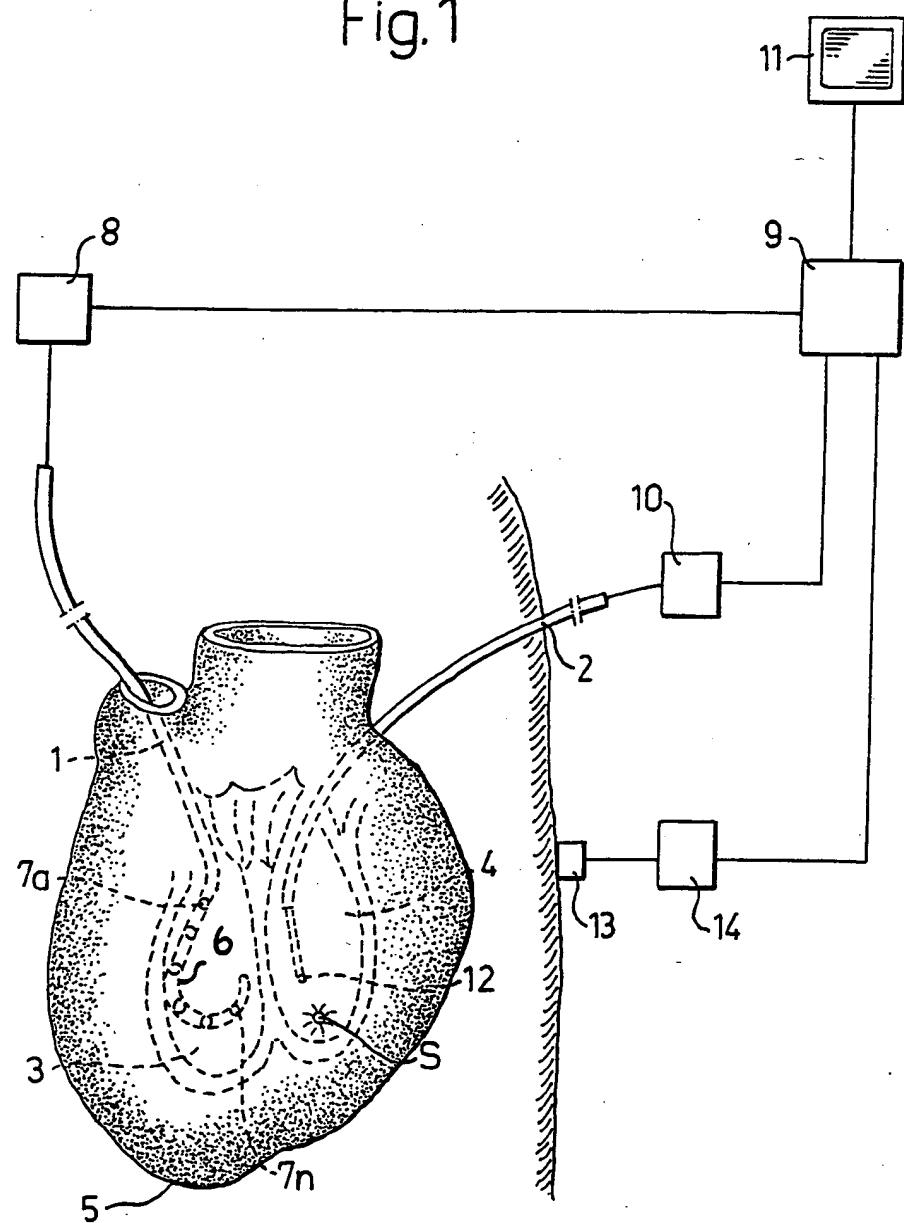


Fig. 2

